

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF: Miwa OKUMURA, et al.

GAU:

SERIAL NO: New Application

EXAMINER:

FILED: Herewith

FOR: X-RAY CT APPARATUS

REQUEST FOR PRIORITY

COMMISSIONER FOR PATENTS
ALEXANDRIA, VIRGINIA 22313

SIR:

- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Application Serial Number , filed , is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §120.
- ☐ Full benefit of the filing date(s) of U.S. Provisional Application(s) is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119(e): Application No. Date Filed
- ☒ Applicants claim any right to priority from any earlier filed applications to which they may be entitled pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119, as noted below.

In the matter of the above-identified application for patent, notice is hereby given that the applicants claim as priority:

<u>COUNTRY</u>	<u>APPLICATION NUMBER</u>	<u>MONTH/DAY/YEAR</u>
Japan	2002-347795	November 29, 2002

Certified copies of the corresponding Convention Application(s)

- ☒ are submitted herewith
- ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee
- ☐ were filed in prior application Serial No. filed
- ☐ were submitted to the International Bureau in PCT Application Number
Receipt of the certified copies by the International Bureau in a timely manner under PCT Rule 17.1(a) has been acknowledged as evidenced by the attached PCT/IB/304.
- ☐ (A) Application Serial No.(s) were filed in prior application Serial No. filed ; and
- ☐ (B) Application Serial No.(s)
- ☐ are submitted herewith
- ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

Respectfully Submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,
MAIER & NEUSTADT, P.C.


Eckhard H. Kuesters

Registration No. 28,870

Customer Number

22850

Tel. (703) 413-3000
Fax. (703) 413-2220
(OSMMN 05/03)
I:\ATTYKDP\23\S\239200US\239200 PRIORITY REQ.DOC

Katherine D. Pauley
Registration No. 50,607

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日
Date of Application:

2002年11月29日

出 願 番 号
Application Number:

特願2002-347795

[ST.10/C]:

[JP 2002-347795]

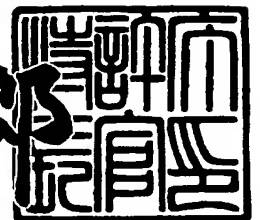
出 願 人
Applicant(s):

株式会社東芝

2003年 4月11日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3025670

【書類名】 特許願

【整理番号】 A000204844

【提出日】 平成14年11月29日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 6/03

【発明の名称】 X線コンピュータ断層撮影装置

【請求項の数】 10

【発明者】

 【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社
 東芝那須工場内

 【氏名】 奥村 美和

【発明者】

 【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社
 東芝那須工場内

 【氏名】 東木 裕介

【発明者】

 【住所又は居所】 神奈川県川崎市川崎区日進町7番地1 東芝情報システ
 ム株式会社内

 【氏名】 太田 高正

【特許出願人】

 【識別番号】 000003078

 【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

 【識別番号】 100058479

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 鈴江 武彦

 【電話番号】 03-3502-3181

【選任した代理人】

 【識別番号】 100084618

【弁理士】

【氏名又は名称】 村松 貞男

【選任した代理人】

【識別番号】 100068814

【弁理士】

【氏名又は名称】 坪井 淳

【選任した代理人】

【識別番号】 100092196

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋本 良郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100091351

【弁理士】

【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

【識別番号】 100088683

【弁理士】

【氏名又は名称】 中村 誠

【選任した代理人】

【識別番号】 100070437

【弁理士】

【氏名又は名称】 河井 将次

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011567

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 X線コンピュータ断層撮影装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 X線を被検体に向けて発生するX線管と、前記被検体を透過したX線を検出する複数の検出素子列を有するX線検出器と、スライス方向及びチャンネル方向の2方向に関して開口可変のコリメータとを有するガントリと、

前記被検体に関するボリュームデータから前記被検体の対象臓器の領域を抽出する画像処理部と、

前記抽出した対象臓器の領域を限局するように設定された略円柱形の第2のスキャン範囲に基づいて前記コリメータを第2の開口に設定するとともに、前記ガントリを制御して第2のスキャンを実行する制御部と、

前記スキャンにより収集されたデータに基づいて画像データを再構成する画像再構成部とを具備することを特徴とするX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2】 前記制御部は、前記ボリュームデータを得るために、前記被検体を包含するように設定された略円柱形の第2のスキャン範囲に基づいて前記コリメータを前記第2の開口より広い第1の開口に設定するとともに、前記ガントリを制御して第1のスキャンを実行することを特徴とする請求項 1 記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 3】 前記第1のスキャンでは前記第2のスキャンよりも前記被検体に照射されるX線の強度が低いことを特徴とする請求項 2 記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 4】 前記第1、第2のスキャンはヘリカルスキャンとして実行され、前記第2のスキャンは前記第1のスキャンよりヘリカルピッチが短いことを特徴とする請求項 2 記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 5】 前記第2のスキャンは前記第1のスキャンより、使用する検出素子列の数が少ないことを特徴とする請求項 2 記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 6】 前記第2のスキャン範囲の外部のデータとして、前記広い開口のもとで実行されるスキャンにより収集されたデータが充当されることを特徴

とする請求項 2 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 7】 前記第 2 のスキャン範囲の外部のデータは、前記第 2 のスキャン範囲内に照射される X 線よりも低い強度の X 線で、前記前記第 2 のスキャン範囲内のデータと並行して収集されることを特徴とする請求項 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 8】 前記第 2 のスキャン範囲の外部のデータは、前記第 2 のスキャン範囲内のデータを収集するために用いられる検出素子列とは異なる検出素子列により収集されることを特徴とする請求項 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 9】 X 線を被検体に向けて発生する X 線管と、前記被検体を透過した X 線を検出する複数の検出素子列を有する X 線検出器と、スライス方向及びチャンネル方向の 2 方向に関して開口可変のコリメータとを有するガントリと、

前記被検体に関するボリュームデータから前記被検体の対象臓器の領域を抽出する画像処理部と、

前記 X 線検出器により収集されたデータに基づいて画像データを再構成する画像再構成部とを具備し、

前記コリメータは、前記開口を成形する移動自在の複数枚のコリメータ板とともに、前記開口に対応する検出素子列以外の検出素子列の一部分に対応するスリットを成形する移動自在の複数枚の補助板を装備することを特徴とする X 線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 10】 前記複数枚のコリメータ板は中央付近に前記開口を開け、前記複数枚の補助板は前記中央付近を遮蔽し、その両側を開けるように構成されていることを特徴とする請求項 9 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、マルチスライス対応の X 線コンピュータ断層撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

X線を被検体に照射し、その透過データから画像データを再構成するX線コンピュータ断層撮影装置が知られている。マルチスライス対応のX線コンピュータ断層撮影装置では、X線を検出する検出素子（例えばシンチレータとホトダイオードの組）の列を複数装備したX線検出器を使って位置の異なる複数のスライスに関するデータを一度に収集することを可能にしている。このマルチスライススキャン（コーンビームスキャンともいう）をヘリカルスキャンと併用することで非常に広いスキャン範囲のデータを短時間のうちに収集完了することができ、今後の普及が期待されている。

【0003】

このマルチスライススキャンをヘリカルスキャンと併用するに際して重要な課題の一つに被曝量の低減がある。例えば、特開2002-17716号公報や特開平10-248835号公報では、スキャノグラム上で対象臓器の領域を含むようにスキャン範囲が設定され、そのスキャン範囲に応じてコリメータの開口を設定することで被検体内の対象臓器に制限してスキャンを行うことが記載されている。しかし、実際には、対象臓器の一部がスキャン範囲から外れてデータ欠落を起こし、再スキャンが必要になってしまうという事態が起こり得る。

【0004】

【特許文献1】

特開2002-17716号公報

【0005】

【特許文献2】

特開平10-248835号公報

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、X線の被曝を軽減するマルチスライス対応のX線コンピュータ断層撮影装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1局面によるX線コンピュータ断層撮影装置は、X線を被検体に向

けて発生するX線管と、前記被検体を透過したX線を検出する複数の検出素子列を有するX線検出器と、スライス方向及びチャンネル方向の2方向に関して開口可変のコリメータとを有するガントリと、前記被検体に関するボリュームデータから前記被検体の対象臓器の領域を抽出する画像処理部と、前記抽出した対象臓器の領域を限局するように設定された略円柱形の第2のスキャン範囲に基づいて前記コリメータを第2の開口に設定するとともに、前記ガントリを制御して第2のスキャンを実行する制御部と、前記スキャンにより収集されたデータに基づいて画像データを再構成する画像再構成部とを具備する。

本発明の第2局面によるX線コンピュータ断層撮影装置は、X線を被検体に向けて発生するX線管と前記被検体を透過したX線を検出する複数の検出素子列を有するX線検出器とスライス方向及びチャンネル方向の2方向に関して開口可変のコリメータとを有するガントリと、前記被検体に関するボリュームデータから前記被検体の対象臓器の領域を抽出する画像処理部と、前記X線検出器により収集されたデータに基づいて画像データを再構成する画像再構成部とを具備し、前記コリメータは、前記開口を成形する移動自在の複数枚のコリメータ板とともに、前記開口に対応する検出素子列以外の検出素子列の一部分に対応するスリットを成形する移動自在の複数枚の補助板を装備する。

【0008】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明によるX線コンピュータ断層撮影装置を好ましい実施形態により説明する。X線コンピュータ断層撮影装置は、X線管とX線検出器とが1体として被検体の周囲を回転する回転／回転タイプと、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X線管のみが被検体の周囲を回転する固定／回転タイプ等様々なタイプがあり、いずれのタイプでも本発明を適用可能である。ここでは回転／回転タイプとして説明する。入射X線を電荷に変換するメカニズムは、シンチレータ等の蛍光体でX線を光に変換し更にその光をフォトダイオード等の光電変換素子で電荷に変換する間接変換形と、X線による半導体内の電子正孔対の生成及びその電極への移動すなわち光導電現象を利用した直接変換形とが主流である。X線検出素子としては、それらのいずれの方式を採用してもよいが、ここ

では、前者の間接変換形として説明する。また、近年では、X線管とX線検出器との複数のペアを回転フレームに搭載したいいわゆる多管球型装置の製品化が進み、その周辺技術の開発が進んでいる。本発明では、従来からの一管球型装置であっても、多管球型装置であってもいずれにも適用可能である。ここでは、一管球型として説明する。

【0009】

図1は本発明の実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置の構成を示す図である。X線コンピュータ断層撮影装置は、ガントリ100を有する。ガントリ100は、回転中心軸RAを中心として回転自在に保持されたリング状の回転フレーム102を有する。回転フレーム102にはX線管101が回転中心軸RAに正対する向きで取り付けられている。回転中心軸RAを挟んでX線管101に対向する回転フレーム102上の位置には、X線検出器103が取り付けられている。X線検出器103は、マルチスライス仕様であって、つまり回転中心軸RAと平行な方向（スライス方向）に沿って併設された複数の検出素子列を有する。ここでは64列として説明する。また、各検出素子列のスライス方向の有感幅が回転軸RA上の換算値で0.5mmと仮定する。各検出素子列は、チャンネル方向に沿って配列された複数の検出素子を有する。

【0010】

なお、回転中心軸RAをZ軸として、Z軸を中心とした回転座標系をXY座標系で規定する。この場合、X線管101の焦点とX線検出器103の中心とを結びいわゆるX線中心軸をY軸、ZY軸に直交する軸をX軸と定義する。このXYZ軸を以下適宜使用する。

【0011】

X線管101と回転中心軸RAとの間には、コリメータ108が配置される。実際には、コリメータ108は、X線管101のX線放射窓に取り付けられる。コリメータ108は、X線管101の焦点で発生しX線放射窓から放射するX線を任意位置で任意の大きさにトリミングするために設けられたX線絞りとも呼ばれる装置であり、図5に示すようにX線遮蔽性を有する例えば鉛製の4枚のコリメータ板11～14がXY各軸に沿って個別に進退自在に設けられてなる。

【 0 0 1 2 】

X線検出器 1 0 3 には、一般的に D A S (data acquisition system) と呼ばれているデータ収集回路 1 0 4 が接続されている。データ収集回路 1 0 4 は、X線検出器 1 0 3 の各チャンネルの出力（電流信号）を電圧信号に変換し、そして増幅するとともに、ディジタル信号に変換する機能を備えている。D A S 1 0 4 には、光や磁気を媒体とした非接触型データ伝送装置 1 0 5 を経由して、D A S 出力のチャンネル間非均一性等を補正する前処理装置 1 0 6 が接続される。前処理を受けたデータ（投影データ）は、記憶装置 1 1 2 に記憶される。

【 0 0 1 3 】

記憶装置 1 1 2 は、投影データから画像データを再構成するための画像再構成装置 1 1 4、表示装置 1 1 6、マウス等のポインティングデバイスやキーボードを装備した入力装置 1 1 5、画像処理装置 1 1 3、スキャンを実行するためにガントリ 1 0 0 及び高電圧発生装置 1 0 9 を制御するためのスキャンコントローラ 1 1 0 とともに、データ／制御バスを介してシステムコントローラ 1 1 1 に接続される。

【 0 0 1 4 】

図 2 は、本実施形態の一連の処理の流れを示している。まず、S 1 において、スキャノグラムが撮影される。周知の通り、スキャノグラムの撮影は、回転フレーム 1 0 2 の回転が停止された状態で、X線が連続的に発生され、X線検出器 1 0 3 から信号が一定周期で繰り返し読出され、この間、寝台天板が定速で移動することにより行われる。スキャノグラム撮影により収集されたデータに基づいてスキャノグラムデータが画像処理装置 1 1 3 において生成され、表示装置 1 1 6 に表示される（S 2）。

【 0 0 1 5 】

表示されたスキャノグラム上で図 3 に示すスキャン範囲（第 1 のスキャン範囲）が操作者による入力装置 1 1 5 の操作に従って設定され、また第 1 のスキャン条件が設定される（S 3）。なお、本実施の形態では、少なくとも 2 回のスキャン（ヘリカルスキャン）が行われる。1 回目のスキャンは、広範囲を低分解能でスキャンすることを目的としたもので、2 回目のスキャンは、対象臓器に局限し

た狭い範囲を高分解能でスキャンすることを目的としたものである。1回目のスキャンを「第1のスキャン」と称し、2回目のスキャン（第2のスキャン）と明確に区別する。

【0016】

第1のスキャン範囲は実際には円柱形状であり、スキャノグラム上ではその中心断面を表す矩形として設定される。第1のスキャン範囲は、被検体の体幅を包含するように例えば300-500mmの範囲からその半径（FOV）が設定され、また例えば心臓等の対象臓器をその前後の臓器等と共に包含するように体軸方向（スライス方向）に比較的長く設定される。また、第1のスキャン条件として、64列の検出素子列の中から、第1スキャンで使用する列数が、比較的多い32-64列の範囲から設定され、それと共にヘリカルピッチ（1回転当たりの天板移動距離）が比較的速い天板移動に対応する例えば8-32mmの範囲から設定される。また、第1のスキャンでは管電流値がシステムコントローラ111により比較的low線量に対応した規定値に設定され、またlow線量に伴う感度低下を補うために1回転当たりのビュー数が例えば500に設定される。これら設定範囲や規定値に関しては設定支援のためにシステムコントローラ111により提供される。

【0017】

このような第1のスキャン範囲に対して第1のスキャン条件で第1のスキャンがスキャンコントローラ110の制御により実行される（S4）。第1のスキャンでは、図5（a）に示すように、コリメータ108の開口がスキャンコントローラ110の制御のもとで第1のスキャン範囲の比較的大きな直径に応じた幅でX方向に開けられ、またスライス厚及び列数に応じた比較的長い長さでZ方向に開けられる。つまり、X線のファン角は第1のスキャン範囲の直径に応じて設定され、またX線のコーン角は第1のスキャン範囲の長さに応じて設定される。

【0018】

第1のスキャンにより収集された第1のスキャン範囲内の投影データに基づいて再構成処理が再構成装置114において行われる（S5）。第1のスキャン範囲に応じた比較的広範囲にわたって、第1のスキャン条件に応じた比較的low分

解能でボリュームデータが生成される。この再構成処理には、例えばコーンビーム再構成法が採用される。コーンビーム再構成法は、コンベンショナルスキャン方式の再構成処理方法を拡張したいわゆるFeldkamp再構成方法として知られ、これは数学的に厳密な再構成法であるファンビーム（2次元平面内）再構成アルゴリズムを、Z軸方向に拡張することによって得られた近似的な3次元再構成アルゴリズムであり、投影データにZ座標に依存した重み係数を乗算し、そのデータとファンビームデータと同じ再構成関数とのコンボリューション演算を行い、最後に、バックプロジェクション（逆投影）処理として、コンボリューションデータを、X線が通過した（焦点から検出器のチャンネルまでの）パス上に逆投影し、これを360°にわたって繰り返すことにより行われる。

【0019】

このボリュームデータは、対象臓器及びその周辺の臓器や組織構造に関するの広範囲にわたる診断のために用いられると共に、第2のスキャンに関するスキャン範囲（第2のスキャン範囲）を設定するためにも使用される。画像処理装置113において、ボリュームデータから対象臓器、例えば心臓の領域が抽出され、その3次元画像（3D像）のデータが生成され、表示装置116に表示される（S6）。3D像としては、図4に示すように表面画像又はワイヤフレームが好適である。

【0020】

操作者は入力装置115を操作し、この3D像を画面上で任意に回転させながら全ての向きで心臓領域を包含するように略円柱形状の第2のスキャン範囲を設定する（S7）。なお、実際には第2のスキャン範囲は、心臓の拡張収縮運動を考慮して、抽出された心臓領域に対して若干のマージンを取って少し大きめに設定される。上記では、ボリュームデータから心臓の領域を抽出し、その3D像のデータを生成し、3D像に対して第2のスキャン範囲を設定するように説明したが、3D像に代えて、又は3D像とともに、ボリュームデータ又は抽出した心臓領域のデータからMPR（断面変換）による例えばアキシャル、コロナル、サジタル等の3方位断面に関する断面画像を生成し、これら断面画像上で第2のスキャン範囲を設定するようにしてもよい。また、第2のスキャン範囲は操作者の操

作のもとで手動で設定することを説明したが、抽出した心臓領域を包含するように円柱形状の第2のスキャン範囲の直径及び長さを自動設定するようにしてもよい。この場合、上記マージンを与えるために、抽出した心臓領域を所定比率で膨張処理を施し、その膨張させた心臓領域に対して第2のスキャン範囲を設定する。

【 0 0 2 1 】

第2のスキャン範囲は、心臓領域（対象臓器）を包含するように例えば50－150mmの範囲からその半径（F O V）が設定され、また心臓領域を上記マージンと共に限局するように体軸方向（スライス方向）に比較的短く設定される。また、第2のスキャン条件として、64列の検出素子列の中から、第2スキャンで使用する列数が、比較的少ない4－16列の範囲から設定され、それと共にヘリカルピッチが比較的遅い天板移動に対応する例えば0.5－2.0mmの範囲から設定される。また、第2のスキャンでは管電流値がシステムコントローラ111により比較的高線量に対応した規定値に設定され、また1回転当たりのビュー数が例えば1000に設定される。これら設定範囲や規定値に関しては設定支援のためにシステムコントローラ111により提供される。

【 0 0 2 2 】

なお、ここでは、第2スキャンで使用する列数が比較的少ない4－16列の範囲から選択されるものとしたが、これはファンビーム再構成法上の限界により決定されている。コーンビーム再構成法は、上述したようにコーン角に関して補正する処理を含んだものであるが、その補正精度は十分とは言えず、そのため若干のアーチファクトが生じることがある。そのため第1のスキャンのように比較的低分解能撮影ではそれほど影響は少ないのであるが、第2のスキャンのように比較的高分解能撮影では無視できない。従ってコーンビーム再構成法は実質的に使用不可であり、ファンビーム再構成法（実際には後述のようにヘリカルフィルタ補間法（H F I）を併用したファンビーム再構成法が採用される）を採用せざるを得ない。周知のとおり、ファンビーム再構成法ではコーン角補正を全く行わないので、コーン角に伴うアーチファクトが発生する。このコーン角に伴うアーチファクトがそれほど影響を及ぼさない限界が16列（8mm）であり、第2スキ

ャン条件で使用列数の上限を 1 6 列に制限したものである。

【 0 0 2 3 】

このような第 2 のスキャン範囲に対して第 2 のスキャン条件で第 2 のスキャンが実行される (S 8) 。第 2 のスキャンでは、図 5 (b) に示すように、コリメータ 1 0 8 の開口がスキャンコントローラ 1 1 0 の制御のもとで第 2 のスキャン範囲の比較的小さい直径に応じた幅で X 方向に開けられ、またスライス厚及び列数に応じた比較的狭い長さで Z 方向に開けられる。つまり、X 線のファン角は第 2 のスキャン範囲の直径に応じて設定され、また X 線のコーン角は第 2 のスキャン範囲の長さに応じて設定される。さらに必要に応じて X 線管 1 0 1 及び検出器 1 0 2 の Y 方向に関するシフト機能を使って、第 2 のスキャン範囲を最大限又はより多くのチャンネルを使用して分解能をさらに向上させるようにしてもよい。

【 0 0 2 4 】

ここで、X 線管 1 0 1 及び X 線検出器 1 0 3 が被検体の周囲を回転するが、対象臓器 (ここでは心臓) に対して設定された第 2 のスキャン範囲の中心軸は回転フレーム 1 0 2 の回転中心軸 R A から通常はずれていて、コリメータ 1 0 8 の開口の位置を固定した状態で回転すると、第 2 のスキャン範囲に対するスキャンは実行できない。この問題を解決するために、図 6、図 7 (a) - 図 7 (d) に示すように、回転フレーム 1 0 2 の回転中心軸 R A に対する第 2 のスキャン範囲の中心軸のズレの方向及び距離に応じて、コリメータ 1 0 8 の開口の幅を維持した状態で、開口中心位置を X 線管 1 0 1 の回転に伴って X 方向に沿って往復移動させる。もちろん、第 2 のスキャン範囲の中心軸を回転フレーム 1 0 2 の回転中心軸 R A に一致させるように、寝台天板の高さ及び左右の位置をシステムコントローラ 1 1 1 で制御した場合、X 線管 1 0 1 の回転に伴うコリメータ 1 0 8 の開口中心の移動は不要とされる。

【 0 0 2 5 】

S 8 で収集された第 2 のスキャン範囲内の投影データに基づいて再構成処理が再構成装置 1 1 4 において行われる (S 9) 。第 2 のスキャンでは第 2 のスキャン範囲の外部のデータは収集していないので、そのままでは画像化は不能である。そのため例えば図 8 にあるビューの投影データの分布を示すように、第 2 のス

キャン範囲の外部のデータを、第 1 のスキャンで収集したデータで充当する。

【 0 0 2 6 】

上述したようにこの再構成には、ヘリカルフィルタ補間法（H F I）を併用したファンビーム再構成法が採用される。ヘリカルフィルタ補間法は、図 8 に示すように各ビューごとに再構成位置に近傍する離散的な複数の位置で収集したデータに対して、再構成位置から離れるに従って重み係数が緩やかに低下していくようデザインされた重みフィルタ関数を畳み込み、その総和を当該再構成位置に関するデータとして計算する手法である。

【 0 0 2 7 】

このヘリカルフィルタ補間法を採用した場合、実効スライス厚は、補間で使用した離散位置の全体の距離として与えられる。この実効スライス厚を可能な限り薄くしてスライス分解能を向上するためには、図 9 に示すように、各検出素子列の軌道が 1 回転前の隣り合う検出素子列の軌道の間に入るように、ヘリカルピッチを検出素子列のピッチ（スライスピッチ）の n 倍（ n は偶数以外）に設定することが望ましい。図 9 には $n = 1.5$ の例を示している。第 2 のスキャン範囲の外部を充当するための第 1 のスキャンで収集したデータについても同様に再構成位置に近傍する離散的な複数の位置において第 1 のスキャンで収集したデータからヘリカルフィルタ補間法により当該再構成位置のデータを計算する。なお、第 1 スキャンと第 2 スキャンでは線量が相違するので、充当にあたっては、その線量比に応じて第 1 のスキャンで収集したデータ又はヘリカルフィルタ補間法により計算したデータを補正する必要がある。また、第 2 スキャンのビューであって第 1 スキャンではデータ収集していないビューが存在するが、その第 2 スキャンのビューには、そのビューに最も近い第 1 スキャンのビューのデータ、又はそのビューに近傍の複数のビューのデータから計算したデータが充当される。

【 0 0 2 8 】

ここで第 2 のスキャンで収集していない第 2 のスキャン範囲の外部のデータは、第 1 のスキャンで収集したデータで充当するものとして説明したが、それに限定されることはなく、第 2 のスキャン範囲の外部のデータに、スキャノグラム撮影（S 1）で収集したデータを充当しても良いし、また第 2 のスキャンで収集し

た第2のスキャン範囲の内部のデータから第2のスキャン範囲の外部のデータを推定し、例えば第2のスキャン範囲であってその最端部分のデータの平均値を充当するようにしても良い。

【0029】

なお、心臓検査では、ファンビーム再構成法に心電同期法が併用されることがある。心電同期法は、複数の心拍にわたってスキャンを継続するとともに、収集した投影データに、被検体から計測した心電データを関連付けて記憶しておき、再構成あたっては、複数心拍の中から心拍位相が近い投影データを集めて、画像再構成に必要な 360° 分又は 180° + ファン角分のデータを揃え、再構成に供するという手法であり、画質に対する心臓の拍動による形態変化の影響を軽減し得る手法である。

【0030】

複数の再構成位置で再構成処理が繰り返され、最終的にボリュームデータとして生成され、このボリュームデータに対して画像処理装置113において3D像、MPR像、その他任意の画像が生成され、表示される(S10)。

【0031】

上述した再構成法では、第2のスキャンでは第2のスキャン範囲の外部のデータは収集しないで、その第2のスキャン範囲の外部のデータを、第1のスキャンで収集したデータ等で充当する方法について説明した。この方法を方式Aと称する。本実施の形態では、この方式Aには限定されず、後述する方式Bの採用も可能である。

【0032】

方式Bでは、第2のスキャンでは第2のスキャン範囲の内部のデータとともにその外部のデータも並行して収集する。重要なのは被曝低減の為に、第2のスキャン範囲の内部のデータは高線量（又は高強度）のX線を照射して収集し、一方、第2のスキャン範囲の外部のデータは低線量（又は低強度）のX線を照射して収集することにある。そのための様々な態様を提供する。

【0033】

まず、図10(a)に示すコリメータは、Z方向にX線を制限するための2枚

のコリメータ板 1 1, 1 2 は X 線遮蔽性を有した十分な厚さを有する鉛製の板であり、一方、X 方向に X 線を制限するための 2 枚のコリメータ板 1 5, 1 6 は鉛より減弱係数の低い例えば Mo 等の材料又は鉛を含む合金から構成された X 線を半透過する半透過板として構成されている。

【 0 0 3 4 】

それにより第 2 のスキャン範囲に対してはコリメータ 1 0 8 の開口を通過した X 線が高線量のまま照射され、第 2 のスキャン範囲の外部には半透過性を有するコリメータ板 1 5, 1 6 で減衰された X 線が低線量で照射される。再構成にあたっては、第 2 のスキャン範囲の外部のデータに対して線量比補正をかけ、第 2 のスキャン範囲の内部のデータと合わせて H F I を併用したファンビーム再構成に供される。

【 0 0 3 5 】

次に、図 1 0 (b) に示すコリメータには、Z 方向に X 線を制限するための 2 枚のコリメータ板 1 1, 1 2 とともに、X Z の 2 方向に移動可能に保持された X 線遮蔽性を有する 4 枚のコリメータ板 1 7 - 2 0 が装備される。4 枚のコリメータ板 1 7 - 2 0 は、第 2 のスキャン範囲に応じた X 位置に設定され、一方、Z 方向に関しては第 2 のスキャン範囲に応じた中心開口よりも狭いスリットを開ける位置に設定される。例えば中心開口が 8 mm (= 0. 5 mm × 1 6 列) であるのに対して、第 2 のスキャン範囲の外部のスリットは 2 mm (= 0. 5 mm × 4 列) で開けられる。

【 0 0 3 6 】

それにより第 2 のスキャン範囲に対してはコリメータ 1 0 8 の開口を通過した X 線が高線量のまま照射され、第 2 のスキャン範囲の外部にはスリットにより薄く絞られた X 線が照射される。再構成にあたっては、第 2 のスキャン範囲の外部のデータに対して線量比補正をかけ、第 2 のスキャン範囲の内部のデータと合わせて H F I を併用したファンビーム再構成に供される。

【 0 0 3 7 】

次に、図 1 0 (c) に示すコリメータは、中央の開口を成形する移動自在の複数枚のコリメータ板 1 1 - 1 4 とともに、開口に対応する図 1 0 (c) では中央

1 6 列の検出素子列以外の検出素子列（図 1 0（c）では最外に近い 4 列）の一部に対応するスリットを成形する移動自在の複数枚の補助板 2 1, 2 2 を装備する。つまり、X Z 方向に X 線を制限するための 4 枚のコリメータ板 1 1 - 1 4 とともに、中央を遮蔽し、周辺を開けるように L 字形に成形された遮蔽性を有する 2 枚の補助板 2 1, 2 2 が装備される。2 枚の補助板 2 1, 2 2 はそれぞれ個別に X Z 2 方向に関して移動可能に支持され、その中央において部分的にオーバーラップするように Y 方向に少しずらされている。中央のオーバーラップの範囲を任意に調整することで、中央の遮蔽域の幅を任意に変更することが可能であり、また Z 方向に関して、4 枚のコリメータ板 1 1 - 1 4 の辺縁からの距離を任意に調整することで、4 枚のコリメータ板 1 1 - 1 4 の外側において任意の幅でスリットを開けることが可能に構成されている。

【 0 0 3 8 】

この構成により、2 枚の補助板 2 1, 2 2 は、4 枚のコリメータ板 1 1 - 1 4 で開けた開口と同じ幅の領域を遮蔽するのに対応する X 方向の位置に設定され、その周辺を第 2 のスキャン範囲に応じた開口よりも狭いスリットを開けるのに対応した Z 位置に設定される。例えば 4 枚のコリメータ板 1 1 - 1 4 で開けられた第 2 のスキャン範囲に対応する開口が 8 mm ($= 0.5 \text{ mm} \times 16 \text{ 列}$) であるのに対して、4 枚のコリメータ板 1 1 - 1 4 の外側に 2 枚の補助板 2 1, 2 2 で開けられた第 2 のスキャン範囲の外部のスリットは 2 mm ($= 0.5 \text{ mm} \times 4 \text{ 列}$) で開けられる。

【 0 0 3 9 】

それにより第 2 のスキャン範囲に対しては 4 枚のコリメータ板 1 1 - 1 4 で開けられた開口を通過した X 線が高線量のまま照射され、第 2 のスキャン範囲の外部には補助板 2 1, 2 2 のスリットにより薄く絞られた二股の X 線ビームが照射される。再構成にあたっては、第 2 のスキャン範囲の内部のデータとともに、第 2 のスキャン範囲の外部のデータを合わせて H F I を併用したファンビーム再構成に供される。厳密には、第 2 のスキャン範囲の外部のデータは、第 2 のスキャン範囲の内部のデータに対して、Z 方向の位置が少しずれているので、第 2 のスキャン範囲の内部と外部との境界付近で画質劣化は避けられないものではあるが

、第2のスキューンはそもそも対象臓器を高精細に診断することを目的としたものであり、第2のスキューン範囲の外部に関しては診断には供さないことが多いと考えられ、実質的には影響は無いと考えられる。

【0040】

方式Bの場合も方式Aの場合と同様に、第2のスキューン範囲の中心軸が回転フレーム102の回転中心軸RAから通常はずれていても、図11に示すように、第2のスキューン範囲に対応した高線量のX線の照射範囲を、回転に伴うコリメータ板のX方向に関する移動により移動させることで、高線量のX線を常に第2のスキューン範囲に照射することができる。

【0041】

上述では第2のスキューン範囲は心臓等の対象臓器を包含するように略円柱形状に設定することを説明した。しかし、図12、図13に示すように、Z方向に関する対象臓器の外形寸法の変化に応じて直径が相違し、例えば検出素子列のピッチ×使用列数の長さを有する複数の微小な円柱の合成体として第2のスキューン範囲を設定し、ヘリカルスキューンによるZ方向に関する被検体に対するガントリ100の相対的な移動に伴ってコリメータ108の開口の幅を動的に変化させるようにしてもよく、この場合、被曝軽減効果をより期待できる。

【0042】

(変形例)

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

【0043】

【発明の効果】

本発明によれば、マルチスライス対応のX線コンピュータ断層撮影装置において、X線の被曝を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の実施形態によるX線コンピュータ断層撮影装置の構成を示す図。

【図 2】

図 1 のスキャンエキスパートシステムによる一連のスキャン及び画像再構成処理の流れを示す図。

【図 3】

図 2 の S 3 で設定される第 1 のスキャン範囲と S 7 で設定される第 2 のスキャン範囲と示す図。

【図 4】

図 3 の第 2 のスキャン範囲を 3 D 画像上で設定するための表示例を示す図。

【図 5】

図 2 の S 3 の第 1 のスキャン時のコリメータの開口と S 6 の第 2 のスキャン時のコリメータの開口を示す図。

【図 6】

図 2 の S 7 の第 2 のスキャン時にコリメータにより制限された X 線を示す図。

【図 7】

図 2 の S 7 の第 2 のスキャンにおいて X 線管の回転に伴うコリメータの開口移動を示す図。

【図 8】

図 2 の S 8 において、X 線非照射範囲のデータの補充について示す図。

【図 9】

図 2 の S 8 の H F I 再構成の補足説明図。

【図 1 0】

図 2 の S 6 の方式 B に対応した様々なコリメータの態様を示す図。

【図 1 1】

図 2 の S 6 の方式 B に対応したスキヤニングの説明図。

【図 1 2】

図 2 の S 7 で設定される第 2 のスキャン範囲の他の例を示す図。

【図 1 3】

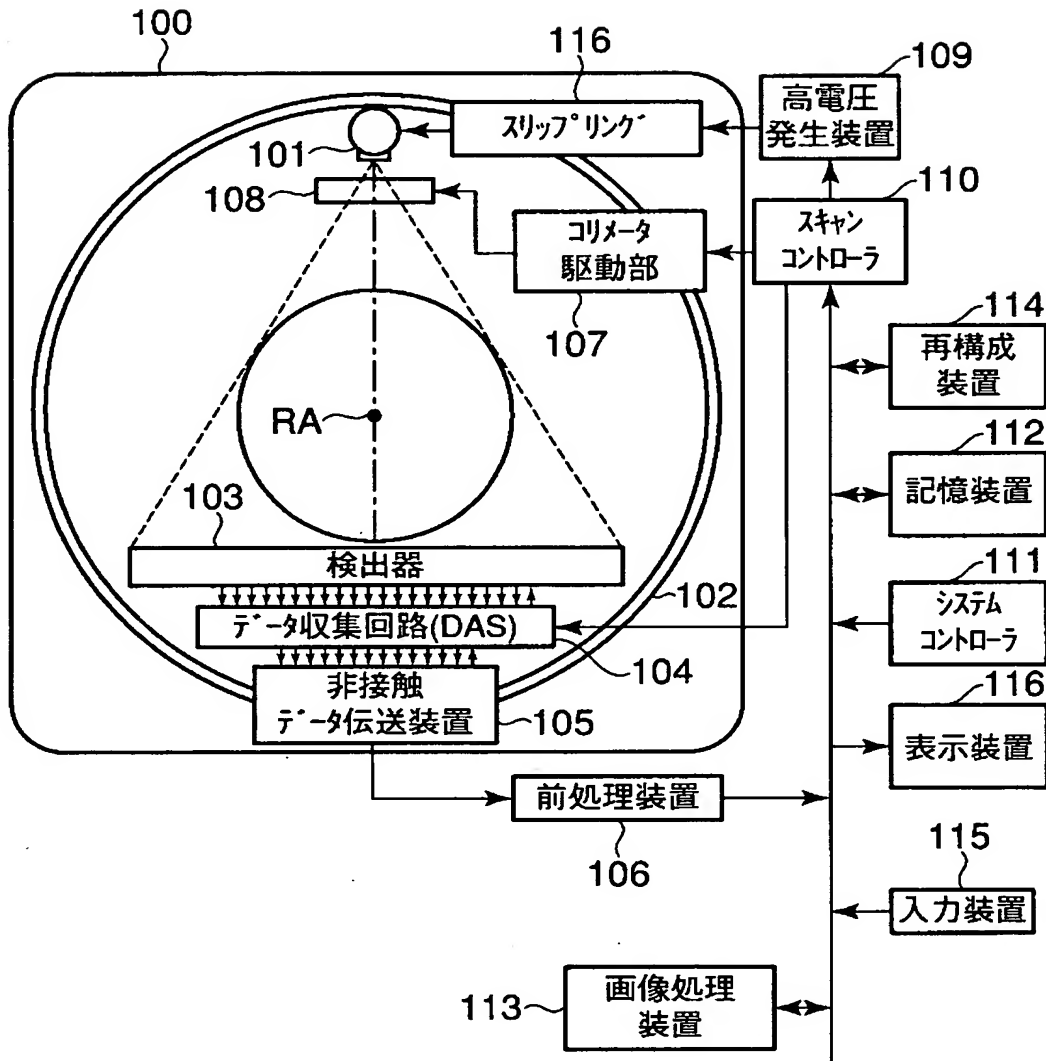
図 1 2 の第 2 のスキャン範囲を第 1 のスキャン範囲と共に示す図。

【符号の説明】

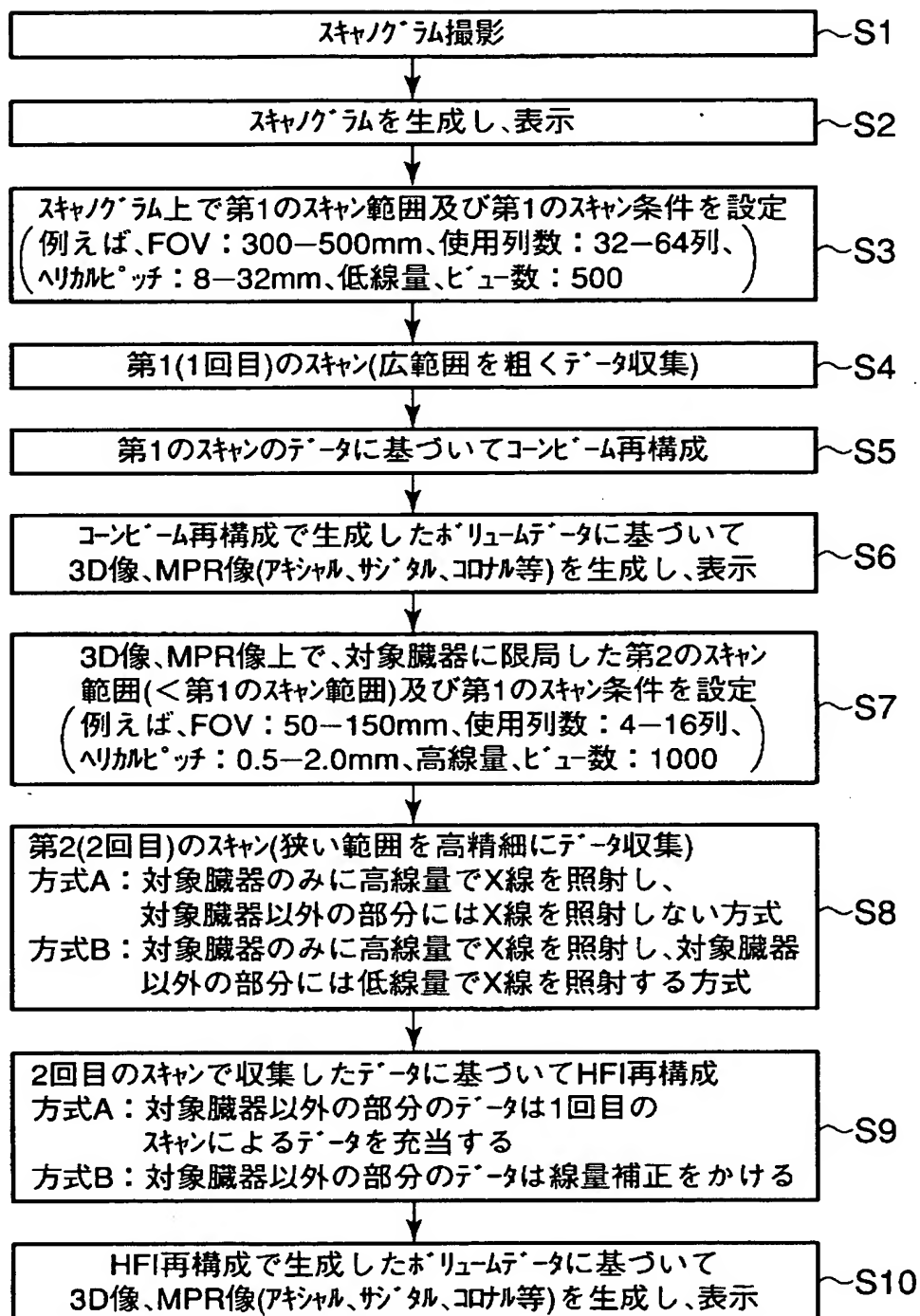
- 1 0 0 … ガントリ、
- 1 0 1 … X線管、
- 1 0 2 … 回転フレーム、
- 1 0 3 … X線検出器、
- 1 0 4 … データ収集回路、
- 1 0 5 … 非接触データ電装装置、
- 1 0 6 … 前処理装置、
- 1 0 7 … コリメータ駆動部、
- 1 0 8 … コリメータ、
- 1 0 9 … 高電圧発生装置、
- 1 1 0 … スキャンコントローラ、
- 1 1 1 … システムコントローラ、
- 1 1 2 … 記憶装置、
- 1 1 3 … 画像処理装置、
- 1 1 4 … 再構成装置、
- 1 1 5 … 入力装置。

【書類名】 図面

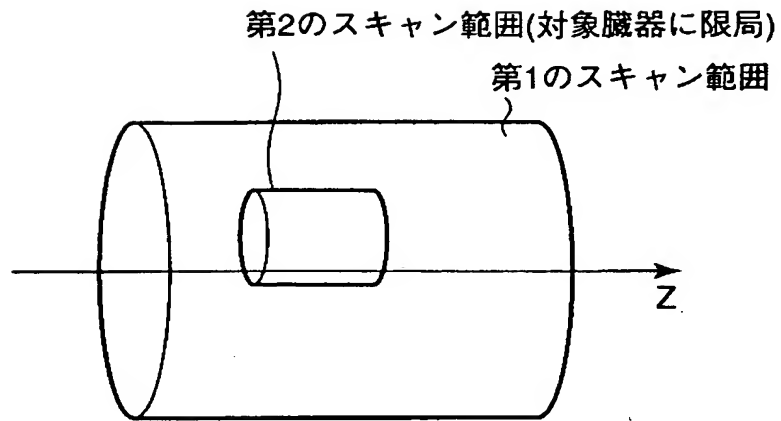
【図 1】



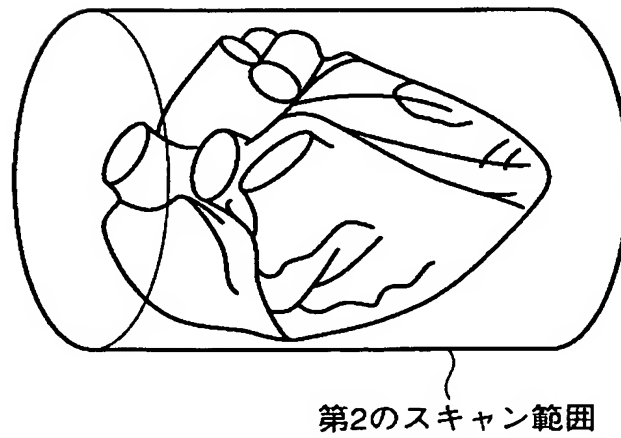
【図 2】



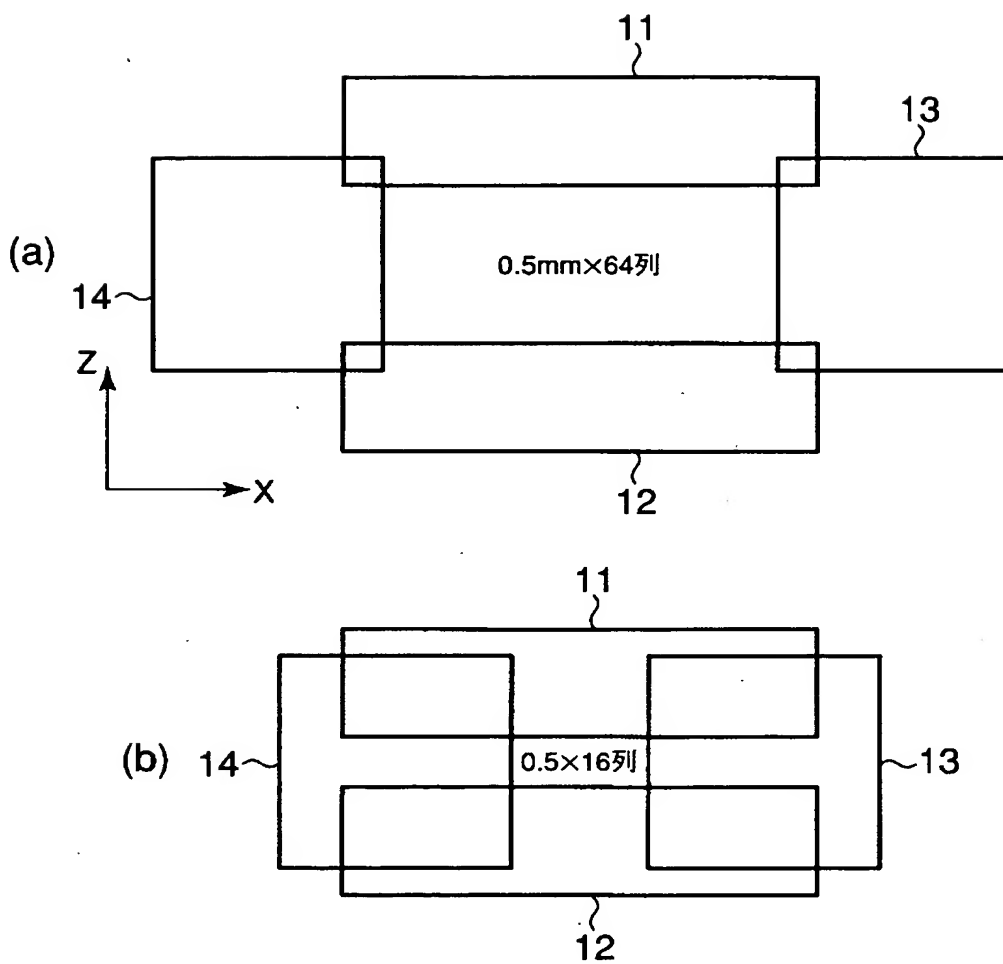
【図 3】



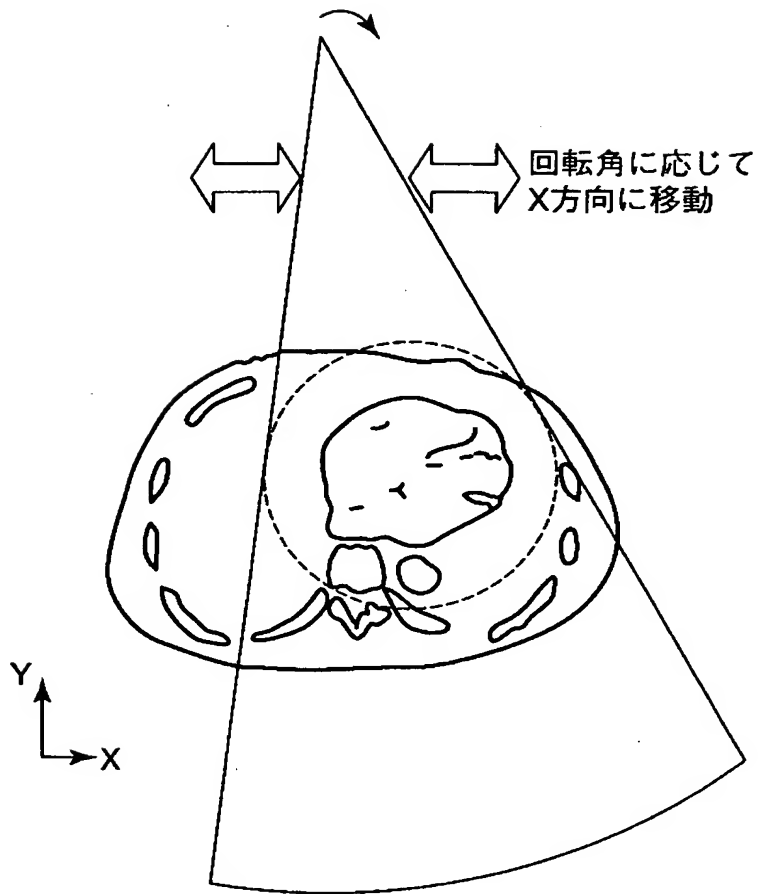
【図 4】



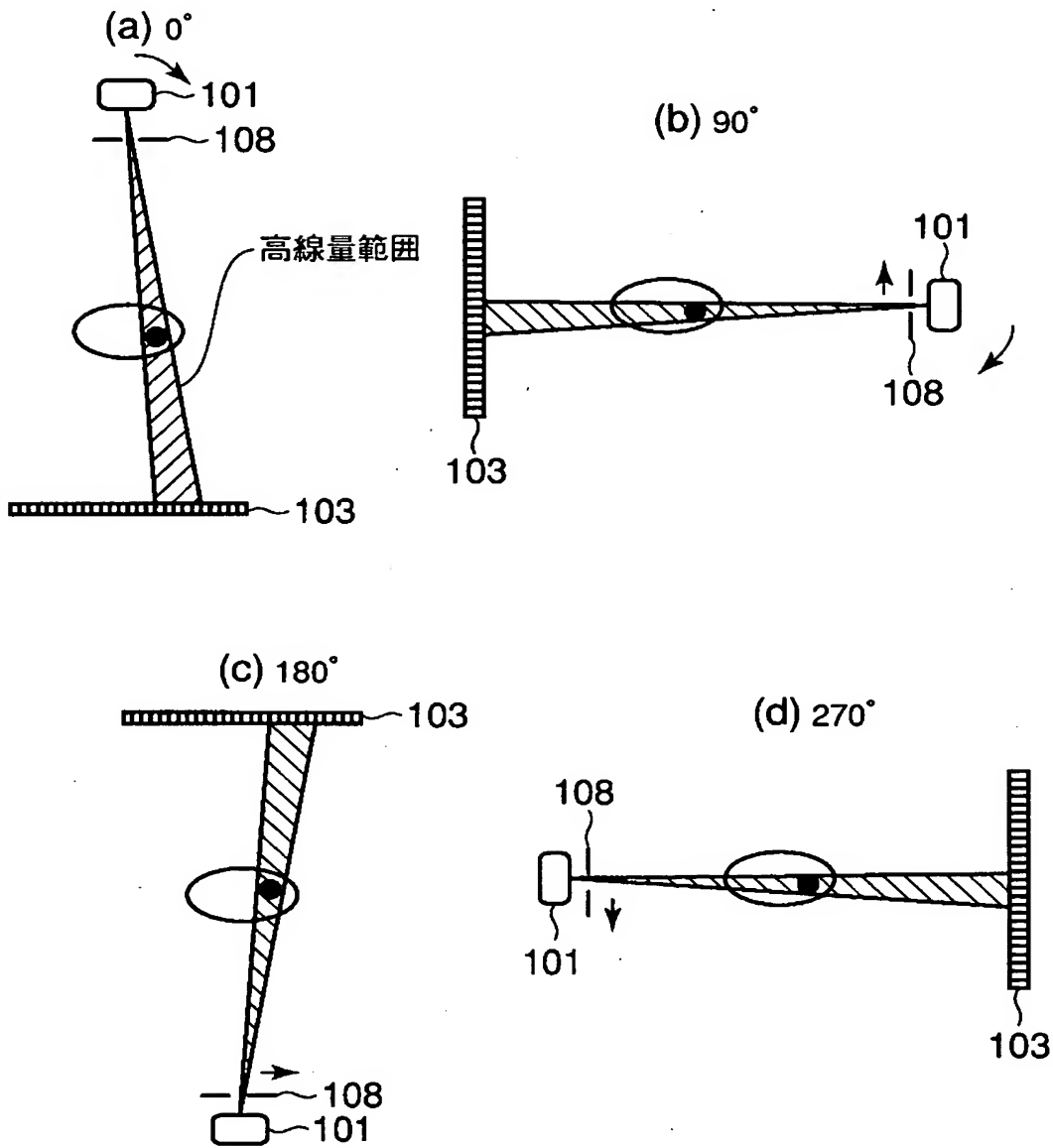
【図 5】



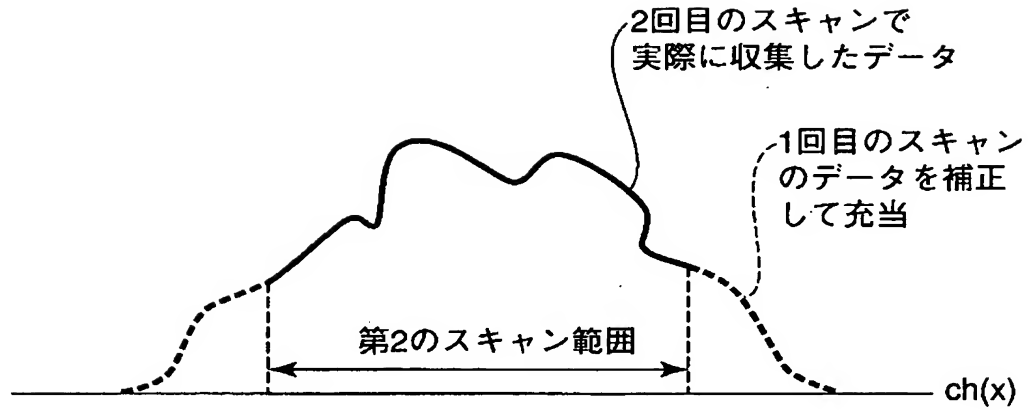
【図 6】



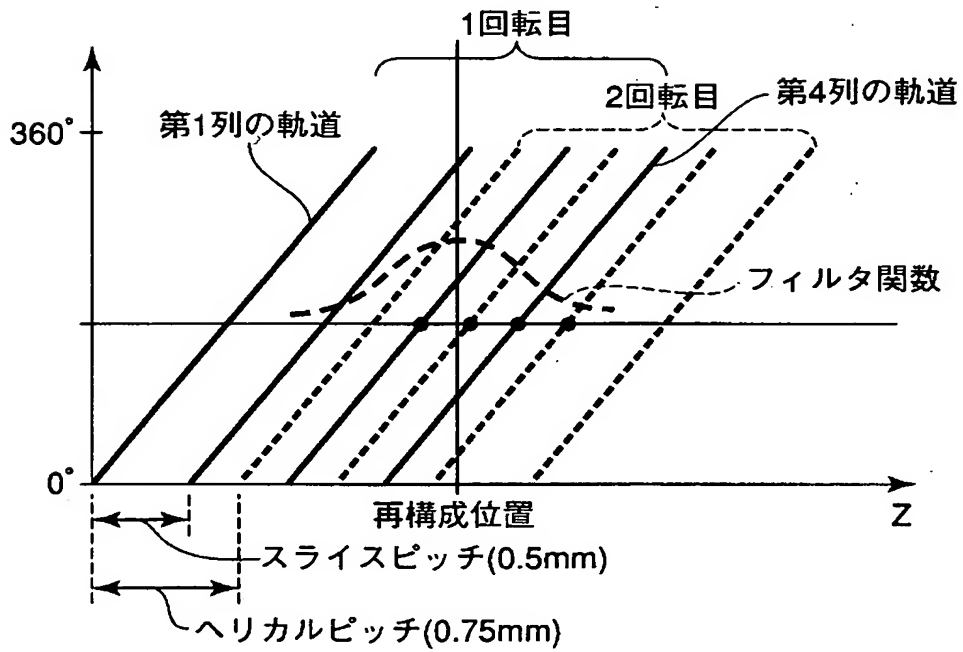
【図 7】



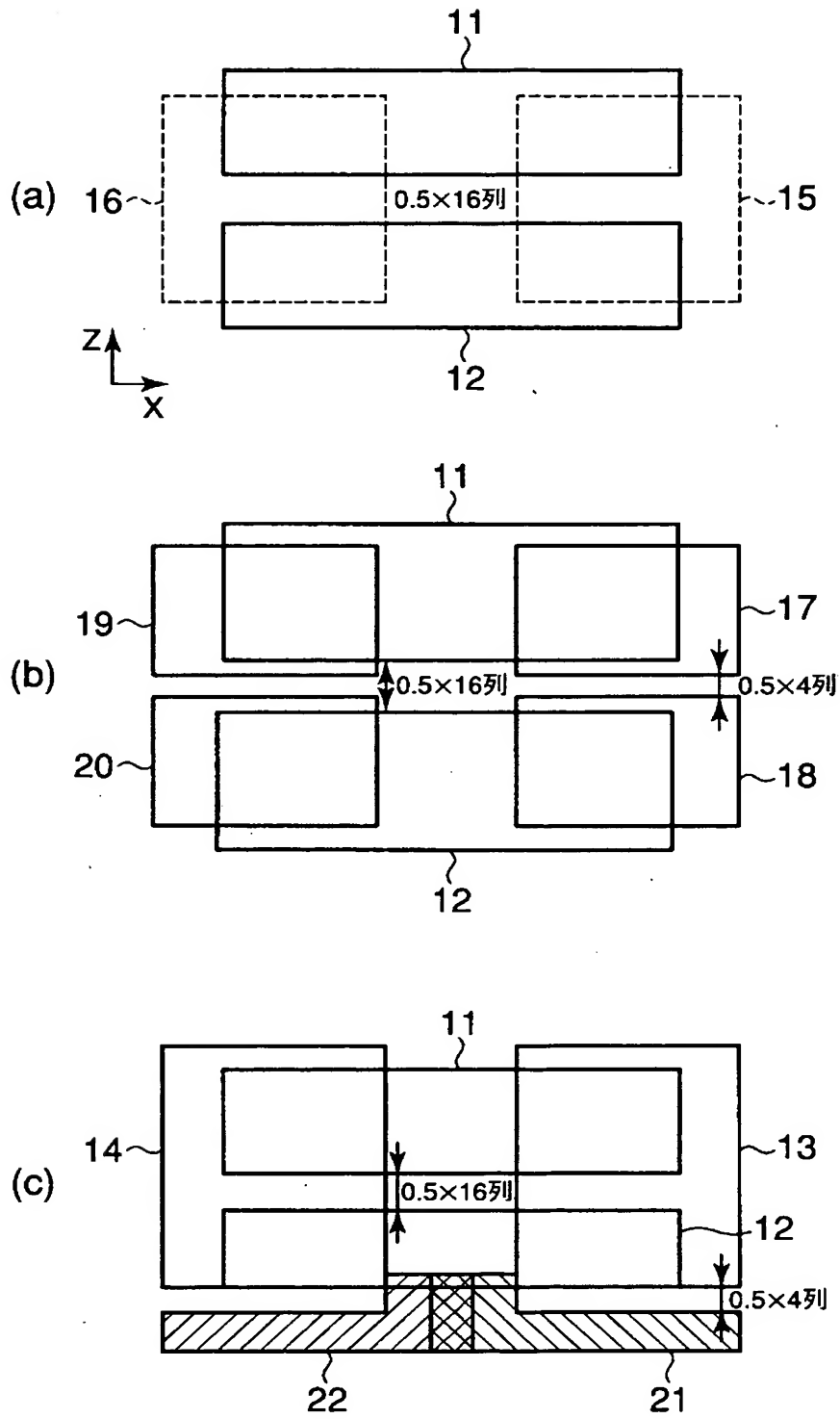
【図 8】



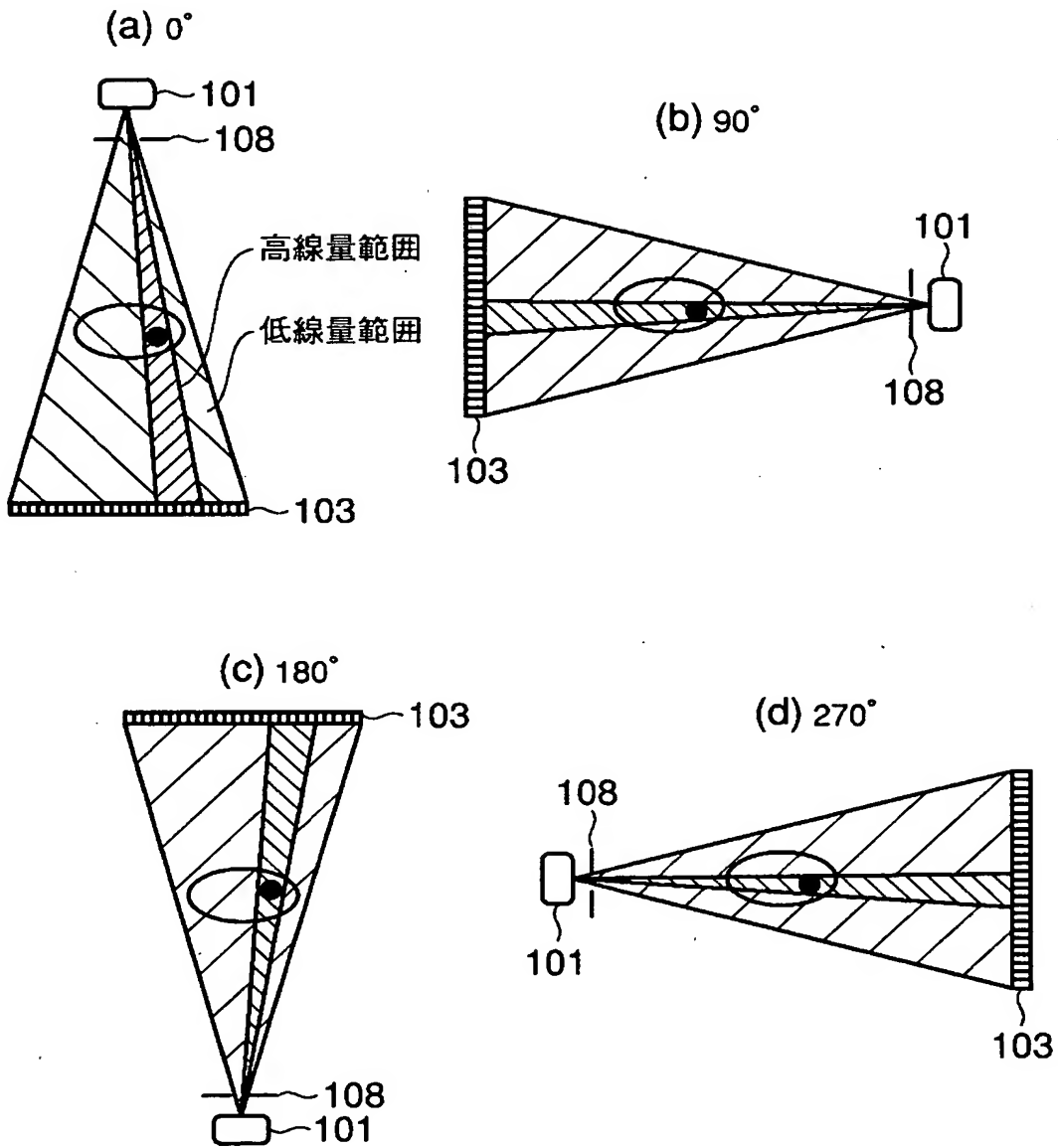
【図 9】



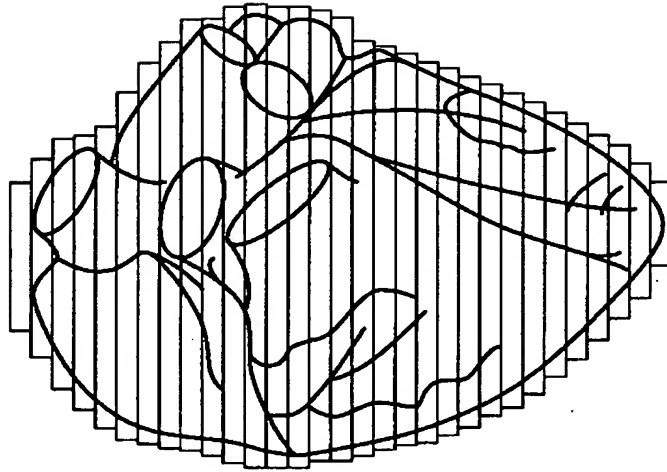
【図 1 0】



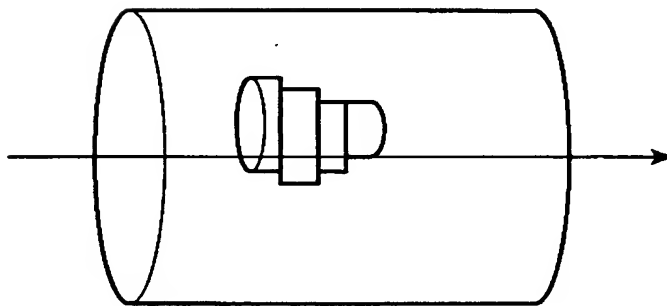
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 本発明の目的は、X線の被曝を軽減するマルチスライス対応のX線コンピュータ断層撮影装置を提供することにある。

【解決手段】 X線コンピュータ断層撮影装置は、X線を被検体に向けて発生するX線管101と、被検体を透過したX線を検出する複数の検出素子列を有するX線検出器103と、スライス方向及びチャンネル方向の2方向に関して開口可変のコリメータ108とを有するガントリ100と、被検体に関するボリュームデータから被検体の対象臓器の領域を抽出する画像処理部113と、抽出した対象臓器の領域を限局するように設定された略円柱形の第2のスキャン範囲に基づいてコリメータ108を第2の開口に設定するとともに、ガントリ100を制御して第2のスキャンを実行する制御部110と、スキャンにより収集されたデータに基づいて画像データを再構成する再構成部114とを具備する。

【選択図】 図1

出願人履歴情報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日	2001年 7月 2日
[変更理由]	住所変更
住 所	東京都港区芝浦一丁目1番1号
氏 名	株式会社東芝